

PROCESSING METHOD AND PROCESSING DEVICE FOR ULTRASONIC IMAGE

Patent number: JP9131345

Publication date: 1997-05-20

Inventor: YOSHIOKA HIDEKI (JP); IINUMA KAZUHIRO (JP)

Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO (JP)

Classification:

- International: A61B8/00; G06T1/00; A61B8/00; G06T1/00; (IPC1-7):
A61B8/00; G06T1/00

- european:

Application number: JP19960228566 19960829

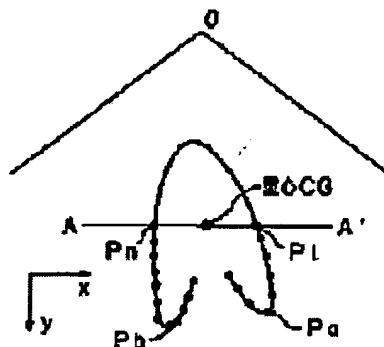
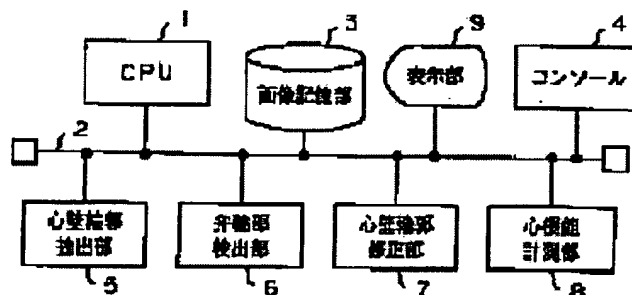
Priority number(s): JP19960228566 19960829; JP19950229042 19950906

Report a data error here

Abstract of JP9131345

PROBLEM TO BE SOLVED: To detect a valve ring part with high accuracy by extracting a heart wall contour from the ultrasonic image of the major axis cross section of a heart part photographed from an apex part, obtaining the center of gravity of the heart wall contour, and detecting the valve ring part according to the prescribed condition among multiple points on the heart wall contour deeper than the center of gravity.

SOLUTION: For the processing of an ultrasonic image, a heart wall contour is extracted from the ultrasonic image by the automatic tracing method in a heart wall contour extraction part 5, and the center of gravity CG of the extracted heart wall contour is calculated in a valve ring part detection part 6. Multiple search points P1-Pn are set on the heart wall contour in the region (region lower than a line A) deeper than the center of gravity CG of the heart wall contour, and the curvature of the heart wall contour is calculated at positions of multiple search points in the valve ring part detection part 6. Two search points Pa, Pb showing the largest curvature value of local maximum curvature change point are detected as the valve ring part, and they are corrected analogously to the extracted heart wall contour by the manual tracing method in a heart wall contour correction part 7.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-131345

(43) 公開日 平成9年(1997)5月20日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	8/00		A 6 1 B	8/00
G 0 6 T	1/00		G 0 6 F	15/62 3 9 0 D

審査請求 未請求 請求項の数18 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平8-228566

(22) 出願日 平成8年(1996)8月29日

(31) 優先権主張番号 特願平7-229042

(32) 優先日 平7(1995)9月6日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 吉岡 秀樹

大阪府大阪市北区大淀中1丁目1番30号

株式会社東芝関西支社内

(72) 発明者 飯沼 一浩

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

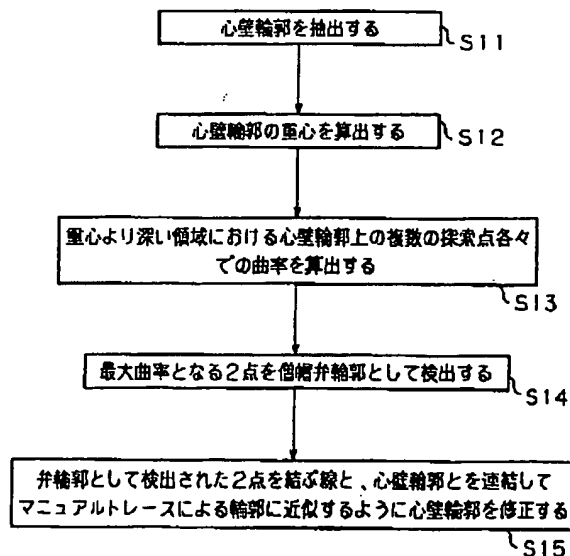
(74) 代理人 弁理士 外川 英明

(54) 【発明の名称】 超音波画像の処理方法及びその装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明の目的は、心尖部から撮影された心臓の長軸断面の超音波画像から、弁輪部を高精度で検出できる超音波画像の処理方法及び装置を提供することである。

【解決手段】 本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し (S 1 1)、抽出した心壁輪郭の重心を求め (S 1 2)、この重心よりも深い心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する (S 1 3, S 1 4) ことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項2】 前記複数点各々での前記心壁輪郭の曲率、前記複数点各々と前記超音波画像上の心尖部との距離、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波送受信位置との距離、前記複数点各々と前記重心、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波走査範囲の端との距離、前記複数点各々と表示画面の端との距離の中の少なくとも1つに基づいて前記弁輪部を検出することを特徴とする請求項1記載の超音波画像の処理方法。

【請求項3】 心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出し、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項4】 心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出し、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正し、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項5】 超音波を用いて、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項6】 前記複数点各々での前記心壁輪郭の曲率、前記複数点各々と前記超音波画像上の心尖部との距離、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波送受信位置との距離、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波送受信位置との距離、前記複数点各々と前記重心、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波走査範囲の端との距離、前記複数点各々と表示画面の端との距離の中の少なくとも1つに基づいて前記弁輪部を検出することを特徴とする請求項5記載の超音波画像の処理方法。

【請求項7】 超音波を用いて、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出し、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項8】 超音波を用いて、経食道心エコー図法に

よって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出し、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正し、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項9】 超音波を用いて、心尖部から撮影または経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から抽出された心壁輪郭において、前記心壁輪郭の重心を求め、前記心壁輪郭上複数点の中から予め検出された心尖部から見て前記重心より遠方にある前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする超音波画像の処理方法。

【請求項10】 心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する検出手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【請求項11】 前記検出手段は、前記複数点各々での前記心壁輪郭の曲率、前記複数点各々と前記超音波画像上の心尖部との距離、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波送受信位置との距離、前記複数点各々と前記重心との距離、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波走査範囲の端との距離、前記複数点各々と表示画面の端との距離の中の少なくとも1つに基づいて前記弁輪部を検出することを特徴とする請求項5記載の超音波画像の処理装置。

【請求項12】 心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部として検出する手段と、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【請求項13】 心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出する手段と、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正する手段と、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【請求項14】 超音波を用いて、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心

壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する検出手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【請求項15】 前記検出手段は、前記複数点各々での前記心壁輪郭の曲率、前記複数点各々と前記超音波画像上の心尖部との距離、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波送受信位置との距離、前記複数点各々と前記重心、前記複数点各々と前記超音波画像上の超音波走査範囲の端との距離、前記複数点各々と表示画面の端との距離の中の少なくとも1つに基づいて前記弁輪部を検出することを特徴とする請求項14記載の超音波画像の処理装置。

【請求項16】 超音波を用いて、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、
前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部として検出する手段と、
前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【請求項17】 超音波を用いて、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、
前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出する手段と、
前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正する手段と、
前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【請求項18】 超音波を用いて、心尖部から撮影または経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から抽出された心壁輪郭において、前記心壁輪郭の重心を求める手段と、
前記心壁輪郭上複数点の中から予め検出された心尖部から見て前記重心より遠方にある前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する手段とを具備することを特徴とする超音波画像の処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から弁輪部を検出する超音波画像の処理方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、食生活の変化にともない心臓病が増加してきており、わが国においても癌について死因の2位となっており重大な病気である。なかでも狭心症や心筋梗塞といった虚血性心疾患や心筋症とよばれる疾病が増加してきており、その早期・詳細診断が強く望まれ

ている。

【0003】 これらの病気の診断や心臓機能のモニタは、一般に超音波診断装置から得られた画像において心壁の輪郭を抽出し、この心壁輪郭に基づいて、面積、体積、それらの変化率等の心臓ポンプ機能（心機能）や局所の壁運動を評価することによって行なわれる。なお、図19（a）に僧帽弁1の外観構造、同図（b）に、心尖部から見た心臓部の長軸断面の断面構造を示している。適宜参照されたい。

【0004】 心壁輪郭の抽出方法には、マニュアルトレース法と、自動トレース法と、輪郭追跡の開始点の指定等の若干のマニュアル作業を要するような半自動トレース法に大別される。図20（a）にマニュアルトレース法による心壁の輪郭、同図（b）に自動トレース法による心壁の輪郭、同図（c）に半自動トレース法による心壁の輪郭をそれぞれ示している。同図（b）の自動トレース法は心壁のエッジを追跡し順次連結していくことにより心壁輪郭をトレースする方法である。同図（c）の半自動トレース法はSNAKES (M. Kass, et al: Int. J. Computer Vision, 1, 321-331, 1988) のような心壁輪郭のモデルパターンを膨張させながら近似させて行くという方法であり、モデルパターンの初期位置をマニュアルで指定する必要があるが、始めから輪郭形状を有するモデルパターンを使用しているため、僧帽弁の間隔はエッジ情報が無いにも拘らず滑らかな形状で繋がるという利点を有している。

【0005】 ところで、マニュアルトレース法では、医師の間では形状の複雑な僧帽弁のトレースは行なわず、図20（a）のように、弁輪部を直線で結んで、簡易的に心壁輪郭をトレースすることが慣習的である。

【0006】 面積や体積等の心機能情報は、心壁輪郭に基づいて計測される。したがって、弁輪部を直線で結ぶ簡易な輪郭を得るマニュアルトレース法による計測結果と、弁輪部を忠実にトレースする自動トレース法や半自動トレース法の計測結果との間には、必然的に差が生じてしまうのは否めない。

【0007】 自動トレース法や半自動トレース法は、あくまでマニュアルトレース法の代理としての役割を担っている。過去の計測結果と比較検討することは非常に有用である。

【0008】 しかし、トレース法に違いにより計測結果に差異が生じてしまうことは、誤診の危険性が危惧され、非常に問題である。実行頻度や医師の負担という観点から鑑みると、自動・半自動トレース法による心壁輪郭を、マニュアルトレース法によるそれと同じにすることが好ましい。つまり、自動トレース法や半自動トレース法により、弁輪部を直線で結ぶ簡易な心壁輪郭が得られることが必要となってくる。このためには弁輪部の抽出が不可欠となる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、心臓の長軸断面の超音波画像から、弁輪部を高精度で検出できる超音波画像の処理方法及び装置を提出することである。また、本発明の他の目的は、マニュアルでトレースしたと同様な弁輪部間を直線的に結んだ簡易な心壁輪郭を抽出できる超音波画像の処理方法及び装置を提供することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする。

【0011】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出し、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0012】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出し、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正し、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0013】本発明による超音波画像の処理方法は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする。

【0014】本発明による超音波画像の処理方法は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出し、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0015】本発明による超音波画像の処理方法は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出し、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正し、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0016】本発明による超音波画像の処理方法は、心

尖部から撮影または経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から抽出された心壁輪郭において、前記心壁輪郭の重心を求め、前記心壁輪郭上複数点の中から予め検出された心尖部から見て前記重心より遠方にある前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする。

【0017】本発明による超音波画像の処理装置は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する検出手段とを具備する。

【0018】本発明による超音波画像の処理装置は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部として検出する手段と、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0019】本発明による超音波画像の処理装置は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出する手段と、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正する手段と、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0020】本発明による超音波画像の処理装置は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する検出手段とを具備する。

【0021】本発明による超音波画像の処理装置は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部として検出する手段と、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0022】本発明による超音波画像の処理装置は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出する手段と、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正する手段と、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0023】本発明による超音波画像の処理装置は、心

尖部から撮影または経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から抽出された心壁輪郭において、前記心壁輪郭の重心を求める手段と、前記心壁輪郭上複数点の中から予め検出された心尖部から見て前記重心より遠方にある前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する手段とを具備する。

【0024】自動または半自動トレースにより、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭が抽出される。この心壁輪郭には、僧帽弁の輪郭が表現されている。心壁輪郭から弁輪部が検出される。この心壁輪郭の中には形状が弁輪部と類似している部分が存在する。この類似部分とは例えば心尖部である。したがって、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまう。

【0025】本発明では、超音波探触子の胸部への当接位置や角度、それに対する心臓の位置や向きの関係から、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像上で常に弁輪部が心尖部より深い側に位置することに着目した。つまり、心壁輪郭の重心よりも深い心壁輪郭の一部から、弁輪部を検出するようにしたことで、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまうという問題が解消され、高精度で弁輪部を検出することが可能となる。

【0026】また、本発明においては、経食道内での超音波探触子の位置や角度、それに対する心臓の位置や向きの関係から、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面画像で常に弁輪部が心尖部よりも浅い側に位置することに着目した。つまり、心壁輪郭の重心よりも浅い心壁輪郭の一部から、弁輪部を検出するようにしたことで、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまうという問題が解消され、高精度で弁輪部を検出することが可能となる。

【0027】このようにして検出された2つの弁輪部を結ぶ線と、自動/半自動トレースによる心壁輪郭とを連結することにより、マニュアルトレース法で得られる心壁輪郭に近似したものを得ることができ、これに基づいて算出した心機能情報をマニュアルトレース法でのそれと同条件で得ることができる。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波画像の処理方法及び装置の一実施の形態について図面を参照して説明する。図1は本実施の形態による超音波画像の処理装置の構成図である。CPU1には、制御/データベース2を介して、画像記憶部3、コンソール4、心壁輪郭抽出部5、弁輪部検出部6、心壁輪郭修正部7、心機能計測部8、表示部9が接続される。画像記憶部3には、図示しない超音波診断装置により再構成された少なくとも1フレーム分の超音波画像データが予め記憶される。この超音波画像は、図19(b)に示したように、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の組織断層像(Bモード画像)である。超音波探触子(超音波プローブ)の

被検体胸部への好ましい当接位置や角度、それに対する心臓の位置や向きの関係から、この超音波画像上では、超音波探触子の相当位置(送受信位置)Oから見て弁輪部が心尖部より深い側に位置するように表現されることは周知の通りである。

【0029】心壁輪郭抽出部5は、図20(b)に示したような自動トレース法や、図20(c)に示したような半自動トレース法により、この種の超音波画像から心壁輪郭を抽出する。自動トレース法とは例えば心壁のエッジを追跡し順次連結していくことにより心壁輪郭をトレースする方法である。半自動トレース法とは、例えばSNAKES(M. Kass, et. al: Int. J. Computer Vision, 1, 321-331, 1988)に記述されたような予め作成しておいた心壁輪郭のモデルパターンを少しずつ膨張させながら実際の心壁輪郭に近似させて行くという方法である。自動トレース法や半自動トレース法で抽出された心壁輪郭には、僧帽弁の輪郭が忠実に表現されている。

【0030】弁輪部検出部6は、心壁輪郭抽出部5で抽出された心壁輪郭から、弁輪部を検出する。この検出手順については後述する。心壁輪郭修正部7は、弁輪部検出部6で検出された弁輪部に基づいて、心壁輪郭抽出部5で抽出された心壁輪郭を、マニュアルトレース法で抽出された心壁輪郭に近似するように修正する。マニュアルトレース法で抽出された心壁輪郭とは、形状の複雑な僧帽弁のトレースは行わず、図20(a)に示したように弁輪部間を直線で結んだ簡易的な心壁輪郭である。

【0031】心機能計測部8は、心壁輪郭修正部7で修正された心壁輪郭に基づいて、主に面積、体積、それらの変化率等の心臓のポンプ機能や局所壁運動等の心機能を計測する。表示部9には超音波画像、抽出された心壁輪郭、検出された弁輪部、修正された心壁輪郭、計測された心機能情報、その他必要な情報が表示される。

【0032】次に本実施の形態の作用について説明する。まず、心壁輪郭の修正、つまりマニュアルトレース法による心壁輪郭に近似する心壁輪郭の完成までの処理について説明し、続いて心機能計測について説明する。前者の処理には、心壁輪郭抽出部5で抽出された心壁輪郭から弁輪部を検出する処理が含まれる。

【0033】この弁輪の検出処理には、第1から第5までの5種類のモードが含まれる。本実施の形態としては、5種類のモードをオペレータがコンソール4を介して適当に選択可能としてもよいし、5種類のモードの中から1つを択一的に装備させておいてもよい。以下に5種類のモードを順番に説明する。

【0034】(第1のモード)第1のモードは、自動トレース法による2つの僧帽弁の先端が連結されない心壁輪郭を対象とするが、2つの僧帽弁の先端が連結される半自動トレース法による心壁輪郭を対象としていない。図2に第1のモードの処理手順を示す。図3に、心壁輪

郭抽出部 5 で抽出された心壁輪郭を示す。なお、図 3 の O 点は、超音波画像上での超音波探触子に相当する位置（送受信位置）を示す。

【0035】まず、心壁輪郭抽出部 5 により、図 20 (b) の自動トレース法により、超音波画像から心壁輪郭が抽出される (S11)。次に、心壁輪郭抽出部 5 により抽出された心壁輪郭の重心 CG が、弁輪部検出部 6 により算出される (S12)。

【0036】そして、弁輪部検出部 6 により、心壁輪郭のうち、重心 CG より深い領域（破線 A より下の領域）の心壁輪郭上に複数の探索点 $P_1 \sim P_n$ が設定され、複数の探索点各々の位置での心壁輪郭の曲率が算出される (S13)。超音波画像上では、深さ方向とは y 軸に相当する。重心 CG より深い領域とは、y 座標が重心 CG の y 座標より大きい領域として認識される。重心 CG より深い領域の心壁輪郭上の全ての画素を検索点 $P_1 \sim P_n$ としてもよいし、全ての画素から離散的に抽出した比較的少数の画素を検索点 $P_1 \sim P_n$ としてもよい。

【0037】図 4 に複数の探索点 $P_1 \sim P_n$ に関する曲率の変化を示す。曲率が最大値を示す 2 つの探索点 P_a 、 P_b が、または曲率変化の極大点を示す 2 つの探索点 P_a 、 P_b が、弁輪部として弁輪部検出部 6 により検出される (S14)。

【0038】心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像上で常に弁輪部が心尖部より深い側に位置することは既にのべた通りである。心壁輪郭で曲率が高いのは、弁輪部と心尖部である。心壁輪郭から曲率が最大または極大となる点を探索すると、心尖部が弁輪部として誤検出される可能性があるが、本モードでは、心壁輪郭の重心よりも深い心壁輪郭上の点だけを対象として、曲率に基づいて弁輪部を検出するようにしたこと、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまうという問題が解消され、高精度で弁輪部を検出できる。

【0039】次に、図 10 に示すように、心壁輪郭修正

$$L_i = \{ (C_i(X) - G(X))^2 + (C_i(Y) - G(Y))^2 \}^{1/2} \quad \dots (1)$$

なお、第 1 のモードと同様に、重心 CG より深い領域の心壁輪郭上の全ての画素を検索点 $P_1 \sim P_n$ としてもよいし、全ての画素から離散的に抽出した比較的少数の画素を検索点 $P_1 \sim P_n$ としてもよい。

【0043】図 7 に複数の探索点 $P_1 \sim P_n$ で算出した距離の変化を示す。距離が最大値（最長）を示す 2 つの探索点 P_a 、 P_b 、または距離変化の極大点を示す 2 つの探索点 P_a 、 P_b が、弁輪部として弁輪部検出部 6 により検出される (S24)。

【0044】心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像上で常に弁輪部が心尖部より深い側に位置することは既にのべた通りである。超音波画像が長軸断面であるので、心壁輪郭の重心 CG との距離が長いのは、弁輪部と心尖部である。心壁輪郭上で距離が最大または極大となる点を探索すると、心尖部が弁輪部として誤検

部 7 により、心壁輪郭抽出部 5 で抽出された心壁輪郭は、弁輪部検出部 6 で検出された 2 つの弁輪部 P_a 、 P_b を結ぶ直線に連結され、マニュアルトレース法で抽出された心壁輪郭に近似するように修正される (S15)。

【0040】（第 2 のモード）第 2 のモードは、自動トレース法による 2 つの僧帽弁の先端が連結されない心壁輪郭、2 つの僧帽弁の先端が連結される半自動トレース法による心壁輪郭のいずれでも対象とすることができる。なお、第 1 のモードでは、曲率が大きい点を弁輪部として検出するが、半自動トレース法による 2 つの僧帽弁の先端が連結される心壁輪郭の場合、2 つの僧帽弁の先端の連結部分は曲率が大きく、弁輪部として誤検出されてしまう可能性があつて、自動トレース法による 2 つの僧帽弁の先端が連結されない心壁輪郭だけを対象としていた。

【0041】図 5 に第 2 のモードの処理手順を示す。図 6 に、心壁輪郭抽出部 5 で抽出された心壁輪郭を示す。まず、心壁輪郭抽出部 5 により、図 20 (b) の自動トレース法または図 20 (c) の半自動トレース法により、超音波画像から心壁輪郭が抽出される (S21)。次に、心壁輪郭抽出部 5 により抽出された心壁輪郭の重心 CG が、弁輪部検出部 6 により算出される (S22)。

【0042】そして、弁輪部検出部 6 により、心壁輪郭のうち、重心 CG より深い領域の心壁輪郭上に複数の探索点 $P_1 \sim P_n$ が設定され、複数の探索点各々と、距離算出の起点としての重心 CG との距離が算出される (S23)。(1) 式に距離 L の算出式を示す。なお、 $1 \leq i \leq n$ であり、 $C_i(X)$ は i 番目の探索点 P_i の画像データ上での x 座標を表し、 $C_i(Y)$ は i 番目の探索点 P_i の画像データ上での y 座標を表し、 $G(X)$ は重心 CG の画像データ上での x 座標を表し、 $G(Y)$ は重心 CG の画像データ上での y 座標を表す。

出される可能性があるが、本モードでは、心壁輪郭の重心よりも深い心壁輪郭上の点だけを対象として、重心からの距離に基づいて弁輪部を検出するようにしたこと、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまうという問題が解消され、高精度で弁輪部を検出できる。

【0045】次に、図 10 に示すように、心壁輪郭修正部 7 により、心壁輪郭抽出部 5 で抽出された心壁輪郭は、弁輪部検出部 6 で検出された 2 つの弁輪部 P_a 、 P_b を結ぶ直線に連結され、マニュアルトレース法で抽出された心壁輪郭に近似するように修正される (S25)。

【0046】なお、本モードでは、超音波探触子からみて深さ方向に、抽出された心壁輪郭の重心より深い方にある心壁輪郭上の点だけを対象として弁輪部を検出したが、距離算出の起点となる点として重心 CG に代えて心

尖部を用いても差し支えない。

【0047】(第3のモード)第3のモードは、自動トレース法または半自動トレース法によって抽出された心壁輪郭を三角形に近似して、この三角形から弁輪部を検出する。図8は第3のモードの処理手順を示す。まず、心壁輪郭抽出部5により、図20(b)の自動トレース法または図20(c)の半自動トレース法により、超音波画像から心壁輪郭が抽出される(S31)。次に、心壁輪郭抽出部5により抽出された心壁輪郭が、図9

(a)に示すように三角形に近似される(S32)。そして、この三角形の重心CGが、弁輪部検出部6により算出される(S33)。

【0048】次に、弁輪部検出部6により、三角形のうち、重心CGより深く、且つ重心CGより右側の領域(図9(a)でA(+), B(-)の領域)の三角形上に複数の探索点PI ~ PRが設定され、複数の探索点PI ~ PRの各々と、距離算出の起点としての重心CGとの距離が算出される(S34)。距離算出式は(1)式に示した通りである。なお、第1のモードと同様に、重心CGより深く且つ右側の領域の三角形上の全ての画素を探索点PI ~ PRとしてもよいし、前述の領域上の全ての画素から離散的に抽出した比較的少数の画素を探索点PI ~ PRとしてもよい。

【0049】そして、探索点PI ~ PR各々に関する距離のうちで、最大値(最長)を示す1つの探索点Paまたは距離変化の極大点を示す1つの探索点Paが、弁輪部として弁輪部検出部6により検出される(S35)。

【0050】次に、弁輪部検出部6により、三角形のうち、重心CGより深く、且つ重心CGより左側の領域(図9(a)でA(-), B(-)の領域)の三角形上に複数の探索点PR ~ Pnが設定され、複数の探索点PL ~ Pnの各々と、距離算出の起点としての重心CGとの距離が算出される(S36)。なお、第1のモードと同様に、重心CGより深く且つ左側の領域の三角形上の全ての画素を探索点PL ~ Pnとしてもよいし、前述の領域上の全ての画素から離散的に抽出した比較的少数の画素を探索点PL ~ Pnとしてもよい。

【0051】そして、探索点PL ~ Pn各々に関する距離のうちで、最大値(最長)を示す1つの探索点Pbまたは距離変化の極大点を示す1つの探索点Pbが、弁輪部として弁輪部検出部6により検出される(S37)。

【0052】なお、距離算出の起点としては、重心CGに限定されることなく、図9(b)に示すように、表示画面の端E, F, G、超音波ビームの走査範囲の端H, I超音波送受信位置Oであってもよい。(2)式に、重心CGより深く、且つ重心CGより右側の領域の三角形上の探索点PI ~ PRの距離Li(right)、重心CGより深く、且つ重心CGより左側の領域の三角形上の探索点PL ~ Pnの距離Li(left)の算出式を示す。

(2)式において、 α , β は重み係数、 Y_i は表示画面

の上端G、超音波送受信位置Oまたは重心CGと、i番目の探索点Piとのy方向の距離を表し、 X_i は表示画面の左端Eまたは走査範囲の左端Hと、i番目の探索点Piとのx方向の距離を表す。Li(left)の最大を示す探索点が1つの弁輪部として検出され、またLi(right)最大を示す探索点が他の1つの弁輪部として検出される。

$$Li(left) = \alpha \times Y_i + \beta \times 1/X_i$$

$$Li(right) = \alpha \times Y_i + \beta \times X_i \quad \dots (2)$$

また、(2)式に代えて(3)式を採用してもよい。

(3)式において、 α , β は重み係数、 Y_i は表示画面の上端G、超音波送受信位置Oまたは重心CGと、i番目の探索点Piとのy方向の距離を表し、 X_{il} は表示画面の左端Eまたは走査範囲の左端Hと、i番目の探索点Piとのx方向の距離を表し、 X_{ir} は表示画面の右端Fまたは走査範囲の右端Iと、i番目の探索点Piとのx方向の距離を表す。

$$Li(left) = \alpha \times Y_i + \beta \times 1/X_{il}$$

$$Li(right) = \alpha \times Y_i + \beta \times 1/X_{ir} \quad \dots (3)$$

さらに、また(2)式に代えて(4)式を採用してもよい。(4)式において、 α , β は重み係数、 Y_i は表示画面の上端G、超音波送受信位置Oまたは重心CGと、i番目の探索点Piとのy方向の距離を表し、 X_{il} は重心CGと、重心CGよりも左側のi番目の探索点とのx方向の距離を表し、 X_{ir} は重心CGと、重心CGよりも右側のi番目の探索点とのx方向の距離を表す。

$$Li(left) = \alpha \times Y_i + \beta \times X_{il}$$

$$Li(right) = \alpha \times Y_i + \beta \times X_{ir} \quad \dots (4)$$

そして、図10に示すように、心壁輪郭修正部7により、心壁輪郭抽出部5で抽出された心壁輪郭は、弁輪部検出部6で検出された2つの弁輪部Pa, Pbを結ぶ直線に連結され、マニュアルトレース法で抽出された心壁輪郭に近似するように修正される(S38)。

【0053】(第4のモード)第4のモードは、心尖部から撮影された心臓部の断面像が、走査範囲の中心線から大きく傾斜しており、自動トレース法または半自動トレース法によって抽出された心壁輪郭も大きく傾斜しているときに適用される。このような画像は心尖部から心臓の断面を大動脈弁が見えるように撮影した場合によく得られる。図21(a)にこのような傾斜した画像の模式図を示し、図21(b)に図20(c)の方法により抽出された心壁輪郭を示す。

【0054】この場合、例えば前記の第2のモードを用いた場合、重心CGよりも深い領域にある心壁輪郭上の点から(1)式で算出される距離が最大値となる点を2箇所選択すると、図21(b)のPa, Pbのように、誤った弁輪部を検出してしまふ可能性がある。また、弁輪部は両方とも重心CGよりも画像上で右側にあるため、第3のモードの重心CGよりも右側の領域及び左側の領域に分けて自動的に検出することはできない。この

場合には、両方の弁輪部が重心CGの右側にあるという知識のもとで第3のモードを実行して、弁輪部を検出することができるが、以下の第4のモードが好ましい。

【0055】始めに、抽出された心壁輪郭から、心尖部Pkを検出する。検出方法としては、抽出された輪郭点のうちで超音波探触子（超音波送受信位置）から見て深さ方向に最も浅い位置にある点を心尖部Pkとしてもよいし、重心CGより深さ方向に浅い領域にある心壁輪郭のうちで重心CGからの距離が最も大きい点を心尖部Pkとしてもよい。また、マニュアル等その他の方法で検出してもよい。

【0056】次に図22(a)に示すように、抽出された心尖部Pkと重心CGとを結ぶ直線がy軸（超音波探触子（超音波送受信位置）から見た深さ方向）に並行になるようにθだけ抽出された心壁輪郭をフレームに対して回転させる。このようにすることで、両方の弁輪部が重心CGより深く、且つその左右に分配されるため、第1～第3のモードのいずれかを用いて弁輪部を検出することができる。

【0057】なお、第4のモードで、抽出された心壁輪郭を回転させずに、心尖部Pkから見て心壁輪郭の重心CGより遠い領域の輪郭（図22(b)の点線領域）上をPl～Pc、Pc～Pnの領域に分割し、第3のモードを用いて弁輪部を検出してもよい。

【0058】また、第4のモードで、軸の回転には、抽出された心壁輪郭を回転させたが、何らかの方法で心臓の断面像の傾斜角が予めわかる場合には、画像そのものを回転させた後、自動トレース法または半自動トレース法によって心壁輪郭を抽出し、その結果を用いて第1～第3のモードのいずれかを用いて弁輪部を検出してもよい。

【0059】（第5のモード）第5のモードは、心尖部からの撮影ではなく、経食道心エコー図法によって撮影した場合の心臓の断面像から弁輪部を検出する場合である。経食道心エコー図法は図26のように患者の食道から超音波探触子を挿入し、食道内から心臓の断面像を得る方法である。この方法を用いて心臓部の長軸断面の画像を撮影した場合、得られる画像は図27(a)。

(b)のようになり、心尖部から撮影した場合に得られる画像（図19(b)）とは上下関係が逆になる。したがって、図28に示したように心壁輪郭の重心と弁輪部の位置関係が第1～第4までのモードとは逆転する。このため、本モードでは抽出された心壁輪郭の内、その重心よりも浅い部分（図28において線Aより上の部分）から、弁輪部の検出を行う。心壁輪郭から弁輪部が属する部分を特定した後は、第1～第3のいずれのモードを用いて弁輪部を検出してもよい。図29は第1のモードにおける弁輪部検出方法を用いた場合のフローチャートである。

【0060】また図30に示すように、抽出された心壁

輪郭から心尖部Pkを検出することで、第4のモードで述べた方法を用いて弁輪部の検出を行ってもよい。この場合の心尖部Pkの検出は抽出された心壁輪郭点のうちで超音波探触子から見て深さ方向に最も深い位置にある点を心尖部Pkとしてもよいし、重心CGより深さ方向に深い位置にある心壁輪郭のうちで重心CGから最も距離が大きい点を心尖部Pkとしてもよい。また、マニュアル等その他の方法により検出してもよい。抽出された心尖部Pkから見て、重心CGより遠い領域にある輪郭上（図中破線の領域）をPl～Pc、Pc～Pnの領域に分割し、第1～第3のモードを用いることで弁輪部を検出することができる。

【0061】また、画像の上下関係が逆になることを考慮して、図31に示すように心壁輪郭または撮影された心臓の断面像を180度回転させ、上下関係を逆転させて第1から第4のモードを用いて弁輪部を検出してもよい。この場合の深さ方向は超音波探触子の位置に対する深さではなく、画像の上部に対する深さ方向（図中yの方向）となる。

【0062】次に心機能計測について説明する。抽出された心壁輪郭、抽出された弁輪部、修正された心壁輪郭は、図11に示すように必要に応じて表示部9において表示される。このように抽出された心壁輪郭、抽出された弁輪部、修正された心壁輪郭を適時表示することによって、オペレータに安心感を与えると共に、抽出結果、検出結果、修正結果が誤っていた場合にも安易に判断することができ、誤っていた場合には、マニュアルで訂正したり、他のモードに切り替えたりすることが可能となる。修正された心壁輪郭に基づいて、面積値、体積値、それらの変化量、局所壁運動等の心機能情報が、心機能測定部10により計測される。

【0063】例えば面積の計測においては修正された心壁輪郭を幾つかの離散点に分割し、それらの飛散点から多角形近似を用いて算出してもよいし、修正された心壁輪郭の内部の画素数をカウントして、カウント数に1画素の実寸換算サイズを乗算することによって算出してもよい。また、体積の測定に関しては、図12に示すように、弁輪部Pa、Pbの間の中点CPと心尖部Pkとを直線（長軸線）で結び、その長軸線に垂直な複数、例えば20個の断面を設定する。これらの各断面を長軸線を中心に回転させてできる円柱の体積を加算して心内腔の体積Vとする。具体的な計算式を(5)式に示す。

(5)式において、Laは長軸線の長さ、rjはj番目の半径、Nは断面数を表す。

$$V = La / N \times \pi \times \sum (r_j^2) \quad \dots (5)$$

なお、修正された心壁輪郭から心尖部Pkを検出するには、心壁輪郭上で最も超音波送受信位置Oに近い（浅い）部分として検出してもよいし、修正された心壁輪郭の内、重心CGより送受信位置Oに近い（浅い）部分の中で最も曲率の大きい点を検出するようにしてもよい。

また、その他の方法によって検出を行なっても差し支えない。また、局所壁運動を測定する場合には、収縮期と拡張期とで各々得られた心壁輪郭を図 13～図 15 のように位置整合して重ね合わせ、センターライン法等の解析方法を用いて壁運動の測定を行なう。図 13 は拡張期に得られた心壁輪郭 12-1 と収縮期に得られた心壁輪郭 12-2 とをそれぞれの重心 CG が一致するように位置整合して重ね合わせた例である。図 14 は弁輪部 Pa、Pb の間を結んだ直線どうしを合わせ、且つ中点 CP どうしを一致させるように位置整合して重ね合わせた例である。図 15 は、長軸線 LL どうしを合わせ、且つ長軸線 LL の中点 CP どうしを一致させるように位置整合して重ね合わせた例である。

【0064】このようにして計測された心機能情報は表示部 9 において表示される。この際ユーザに安心感を与えるために図 12～図 15 に示したような処理の各段階でその途中の画像を必要に応じて適時、表示するようにしてもよい。

【0065】本発明は上述の実施の形態に限定されことなく種々変形して実施可能である。例えば、上述の実施の形態において、心機能計測時に、検出された弁輪部や心壁輪郭のみを表示するようにしたが、必要に応じてオリジナルの超音波画像を重ねて表示させるようにしてもよい。

【0066】また、上記の実施の形態において、心機能計測におけるポンプ機能の算出には、面積値や体積値を用いたが、以下に示す血流量に基づいたものでもよい。ここでは、検出された弁輪部の情報に基づき左室流入血流量の測定を行う。

【0067】図 23 (a)、(b) に、図 20 (c) の方法により抽出された心壁輪郭と、本発明により検出された弁輪部 Pa、Pb を示す。図 23 (a) において、弁輪部 Pa、Pb の中点にサンプル点 (サンプルボリュームと呼ばれる) s を設定し、パルスドブラ法を用いて点 S における流速波形を求め、1 回の拡張期分をマニュアルまたは自動的な手法を用いて図 24 のようにトレースする。トレースされた内部の面積を VT とすると、VT は時間的な平均流速となる。一方、検出された弁輪部 Pa、Pb の長さを流入路徑 L とし、流入路面積 S を (6) 式にしたがって算出する。

$$S = \pi \times (L/2)^2 \quad \dots (6)$$

この流入路面積 S と、VT とから以下の (7) 式により、左室流入血流量 V が求まり、心臓のポンプ機能の 1 種である拡張能力を計測することができる。

$$V = VT \times S \quad \dots (7)$$

上記の血流量計測におけるサンプル点 s の設定や流入路徑 L の測定は、心周期におけるある時点で 1 度だけ行ってもよいし、心周期を通じて行えば図 25 に示したように弁輪部の動き (Pa → Pa'、Pb → Pb') に合わせてサンプル点や流入路徑も追跡し (S → S'、L →

L')、固定されたサンプル点における算出値よりもさらに精度のよい流入血流量の測定を行うことができる。

【0068】図 23 は流入路付近に関心領域 (以下、ROI と呼ぶ) を設定し、その内部における速度プロファイルから流量を算出する場合の例 (特開昭 62-26051 号公報) である。ROI は検出された弁輪部の位置に設定され、ROI 内の速度プロファイルを 1 回の拡張期の時間分測定し、それらを加算することにより流入血流量の測定を行う。前記と同様、ROI の設定は、心周期におけるある時点で 1 度だけ行ってもよいし、心周期を通じ弁輪部の検出と同時に複数回行ってもよい。本実施の形態においても、後者のように弁輪の動きに追従させて ROI を際設定しながら計測する方が精度がよくなることは言うまでもない。

【0069】また、上記の実施の形態において、サンプル点の設定は弁輪部の中点に、ROI の設定は弁輪部の位置にそれぞれ設定したが、この方法に限られるものではなく、弁輪部の位置情報を用いたその他の設定方法を用いても差し支えない。

【0070】また、上記の実施の形態において、半自動または自動的手段によって得られた輪郭から弁輪部を検出する方法を説明したが、マニュアル法において開始点と終了点を弁輪部に指定しなかった場合や、指定してもその情報が紛失し、弁輪部がわからなくなってしまった場合において、本発明を使用することもできる。

【0071】また、上記の実施の形態において処理装置には心壁輪郭抽出部 5 を具備していたが、これを具備せず、他の処理装置で既に心壁輪郭が抽出されている画像を入力して処理するものであってもよい。つまり、画像記憶部 3 には、既に心壁輪郭が抽出されている画像が記憶されることになる。

【0072】また、上述の実施の形態においては 2 次元で説明を行なったが、3 次元の超音波画像に適用してもよい。この場合には、自動トレース法で得られる心壁輪郭は図 16 に示したような 3 次元の座標を有する。この得られた 3 次元の心壁輪郭の内、超音波探触子から深さ方向に対する空間的距離が、この心壁輪郭の重心 CG よりも深い部分の中から弁輪部として検出する。図 17

(a)、(b) に検出された弁輪部を示す。この場合、弁輪部は、点ではなく 3 次元座標を有する円形の立体として与えられる。その後、検出された弁輪部を外周とする略円形平面を、図 16 の心壁輪郭に連結して、図 18 のようなマニュアルでのそれに近似する 3 次元の心壁輪郭に修正する。心機能測定にはこの修正された心壁輪郭を用いて行なう。結果や処理途中の表示方法は前述した方法を用いればよい。

【0073】

【発明の効果】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記

重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする。

【0074】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出し、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0075】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出し、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正し、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0076】本発明による超音波画像の処理方法は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする。

【0077】本発明による超音波画像の処理方法は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出し、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0078】本発明による超音波画像の処理方法は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出し、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出し、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正し、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出することを特徴とする。

【0079】本発明による超音波画像の処理方法は、心尖部から撮影または経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から抽出された心壁輪郭において、前記心壁輪郭の重心を求め、前記心壁輪郭上複数点の中から予め検出された心尖部から見て前記重心より遠方にある前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出することを特徴とする。

【0080】本発明による超音波画像の処理装置は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する検出手段とを具備する。

【0081】本発明による超音波画像の処理装置は、心

尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部として検出する手段と、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0082】本発明による超音波画像の処理装置は、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも深い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出する手段と、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正する手段と、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0083】本発明による超音波画像の処理装置は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する検出手段とを具備する。

【0084】本発明による超音波画像の処理装置は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部として検出する手段と、前記弁輪部に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0085】本発明による超音波画像の処理装置は、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から心壁輪郭を抽出する手段と、前記心壁輪郭の重心を求め、前記重心よりも浅い前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって2点を弁輪部として検出する手段と、前記心壁輪郭と前記2点を結ぶ線とを連結して前記心壁輪郭を修正する手段と、前記修正された心壁輪郭に基づいて心機能情報を算出する手段とを具備する。

【0086】本発明による超音波画像の処理装置は、心尖部から撮影または経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面の画像から抽出された心壁輪郭において、前記心壁輪郭の重心を求める手段と、前記心壁輪郭上複数点の中から予め検出された心尖部から見て前記重心より遠方にある前記心壁輪郭上の複数点の中から所定の条件にしたがって弁輪部を検出する手段とを具備する。

【0087】自動または半自動トレースにより、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像から心壁輪郭が抽出される。この心壁輪郭には、僧帽弁の輪郭が表現されている。心壁輪郭から弁輪部が検出される。この心壁輪郭の中には形状が弁輪部と類似している部分が存在する。この類似部分とは例えば心尖部である。した

がって、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまう。

【0088】本発明では、超音波探触子の胸部への当接位置や角度、それに対する心臓の位置や向きの関係から、心尖部から撮影された心臓部の長軸断面の超音波画像上で常に弁輪部が心尖部より深い側に位置することに着目した。つまり、心壁輪郭の重心よりも深い心壁輪郭の一部から、弁輪部を検出するようにしたことで、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまうという問題が解消され、高精度で弁輪部を検出することが可能となる。

【0089】また、本発明においては、経食道内での超音波探触子の位置や角度、それに対する心臓の位置や向きの関係から、経食道心エコー図法によって撮影された心臓部の長軸断面画像で常に弁輪部が心尖部よりも浅い側に位置することに着目した。つまり、心壁輪郭の重心よりも浅い心壁輪郭の一部から、弁輪部を検出するようにしたことで、心尖部が弁輪部として誤検出されてしまうという問題が解消され、高精度で弁輪部を検出することが可能となる。

【0090】このようにして検出された2つの弁輪部を結ぶ線と、自動／半自動トレースによる心壁輪郭とを連結することより、マニュアルトレース法で得られる心壁輪郭に近似したものを得ることができ、これに基づいて算出した心機能情報をマニュアルトレース法でのそれと同条件で得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態による超音波画像処理装置の構成図。

【図2】第1のモードによる心壁輪郭作成処理の流れを示すフローチャート。

【図3】第1のモードによる弁輪部を検出するための探索点を示す図。

【図4】複数の探索点に関する曲率の変化を示す図。

【図5】第2のモードによる心壁輪郭作成処理の流れを示すフローチャート。

【図6】第2のモードによる弁輪部を検出するための探索点を示す図。

【図7】複数の探索点に関する距離の変化を示す図。

【図8】第3のモードによる心壁輪郭作成処理の流れを示すフローチャート。

【図9】第3のモードによる弁輪部を検出するための探索点及び距離算出のための複数種類の起点を示す図。

【図10】心壁輪郭の修正方法を示す図。

【図11】完成した心壁輪郭を示す図。

【図12】体積測定方法の説明図。

【図13】拡張期と収縮期との心壁輪郭の位置整合方法の説明図。

【図14】拡張期と収縮期との心壁輪郭の他の位置整合方法の説明図。

【図15】拡張期と収縮期との心壁輪郭のさらに他の位置整合方法の説明図。

【図16】3次元の心壁輪郭を示す図。

【図17】3次元の心壁輪郭から検出された弁輪部を示す図。

【図18】修正された3次元の心壁輪郭を示す図。

【図19】僧帽弁と弁輪部の傾斜構造及び心尖部から撮影された心臓の長軸断面図。

【図20】マニュアルトレース法、自動トレース法、半自動トレース法により得られる心壁輪郭を示す図。

【図21】図4のモードの対象とされる傾斜した画像の模式図。

【図22】画像の傾斜の修正の説明図。

【図23】流入血流量の計測のためサンプル点及びROIを示す図。

【図24】流入血流量計測のための速度プロファイルを示す図。

【図25】サンプル点及び流入経路の時間的変化を示す図。

【図26】経食道心エコー図法の撮影方法を示す図。

【図27】経食道心エコー図法によって得られる心臓部の断面像を示す図。

【図28】経食道心エコー図法によって得られた心臓部の断面像から抽出された心壁輪郭を示す図。

【図29】第5のモードによる弁輪部検出の流れを示すフローチャート。

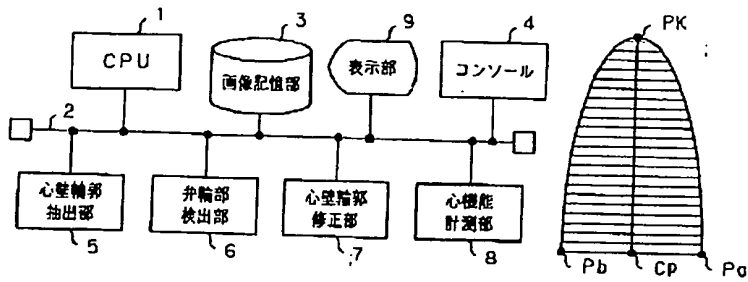
【図30】経食道心エコー図法によって得られた心壁輪郭に第4のモードを適用した図。

【図31】第5のモードにおける画像の上下反転を示す図。

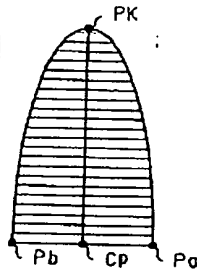
【符号の説明】

- 1…CPU、
- 2…制御／データベース、
- 3…画像記憶部、
- 4…コンソール、
- 5…心壁輪郭抽出部、
- 6…弁輪部検出部、
- 7…心壁輪郭修正部、
- 8…心機能算出部、
- 9…表示部。

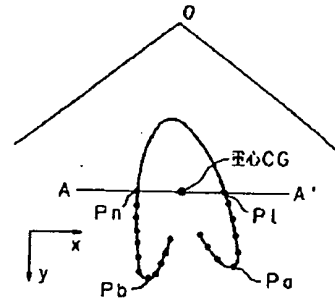
【図1】



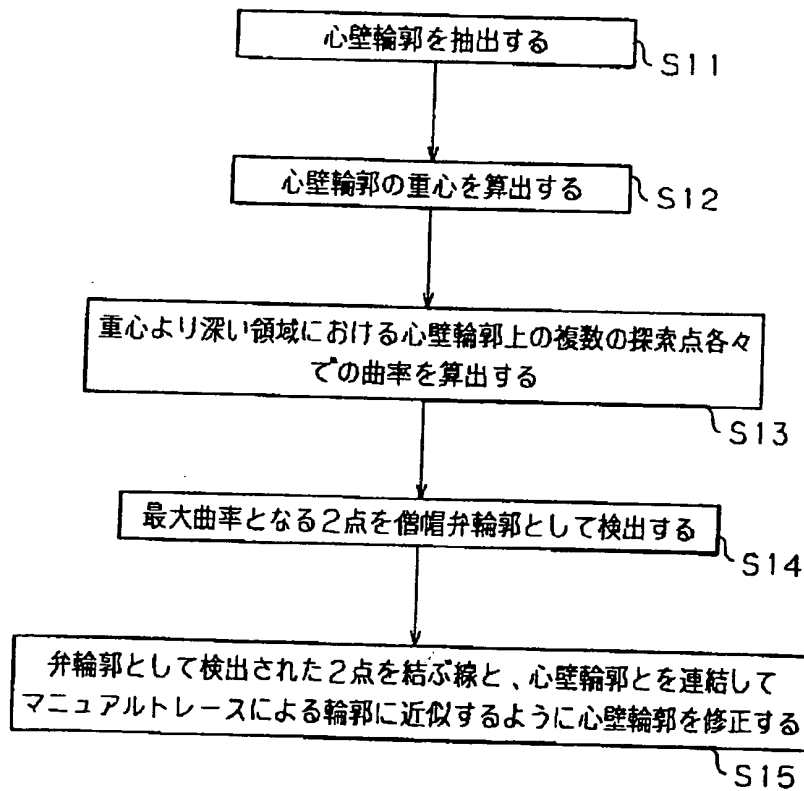
【図12】



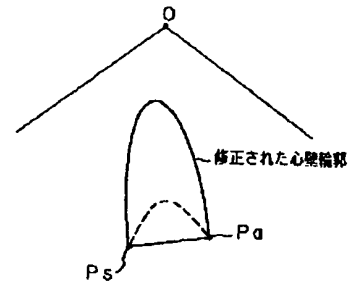
【図3】



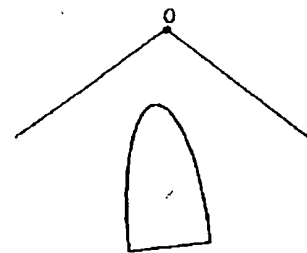
【図2】



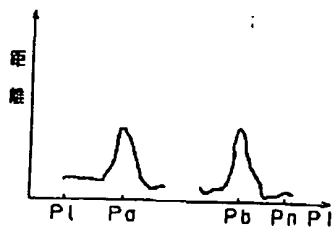
【図10】



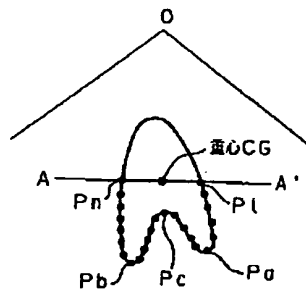
【図11】



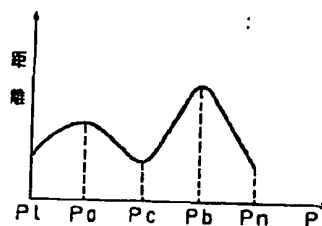
【図4】



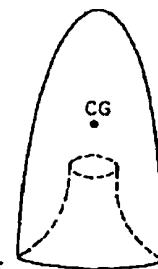
【図6】



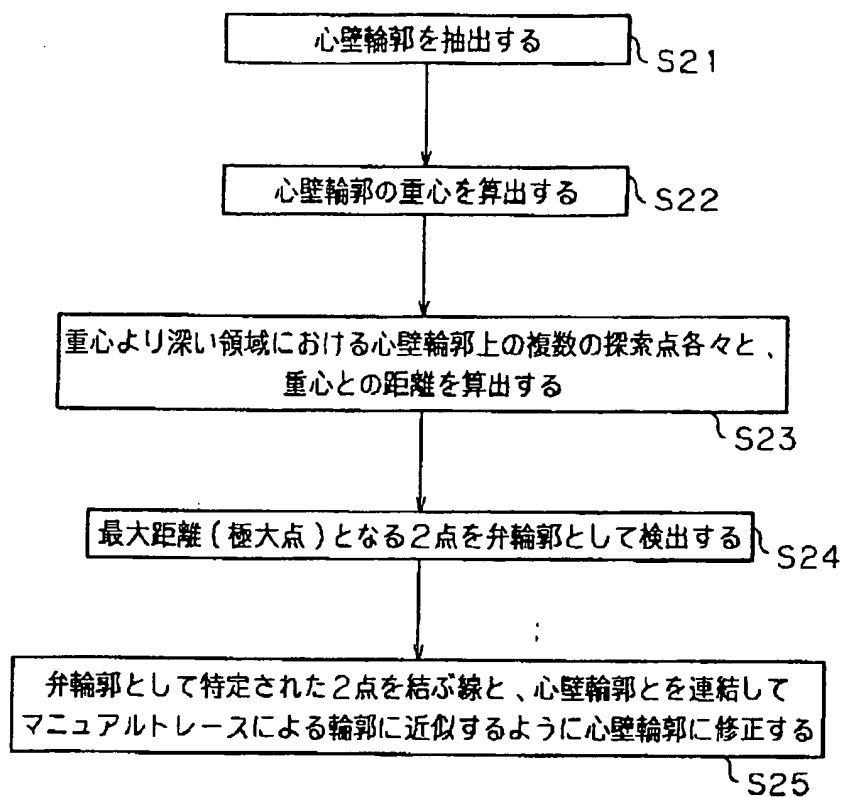
【図7】



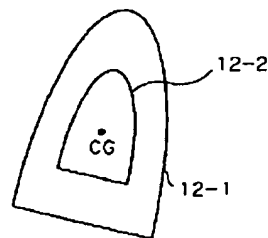
【図16】



【図 5】



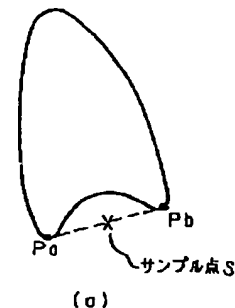
【図 13】



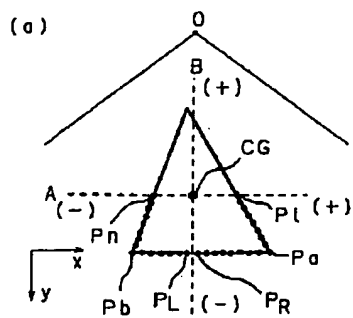
【図 18】



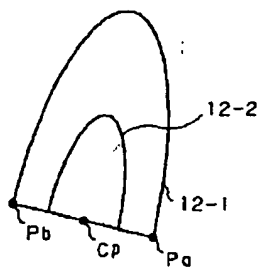
【図 23】



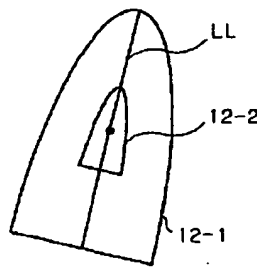
【図 9】



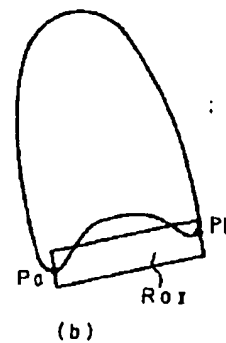
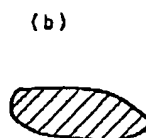
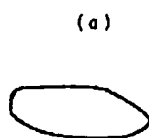
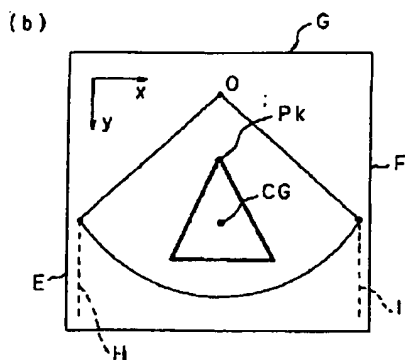
【図 14】



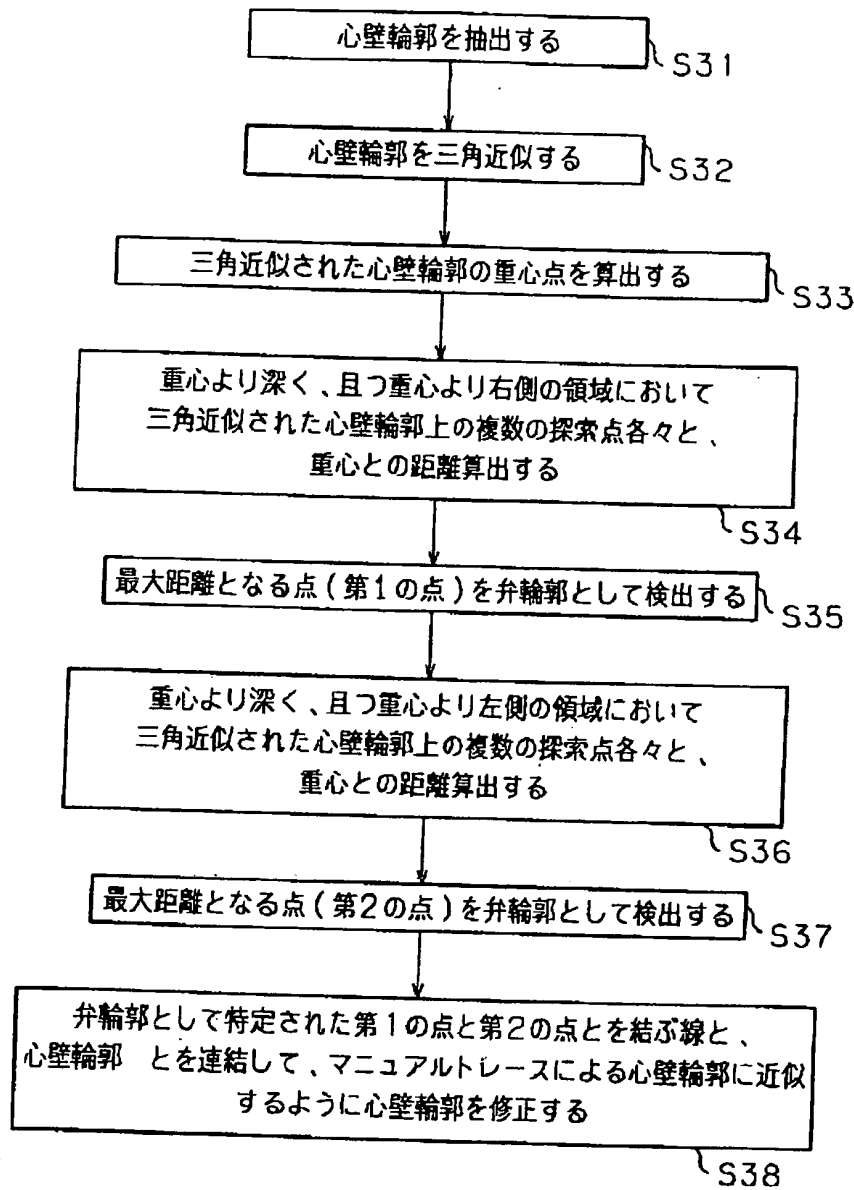
【図 15】



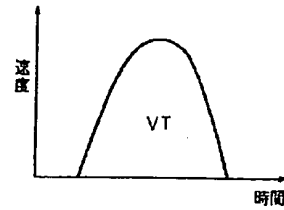
【図 17】



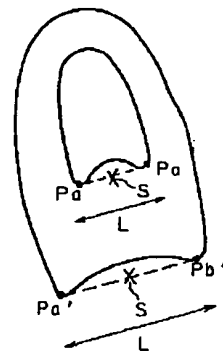
【図8】



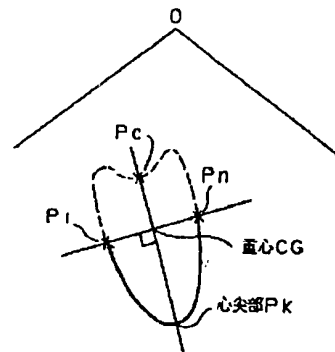
【図24】



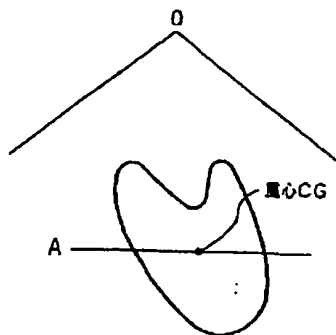
【図25】



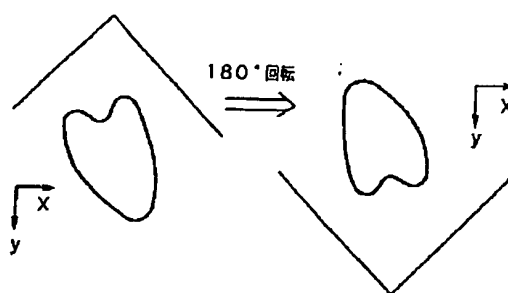
【図30】



【図28】

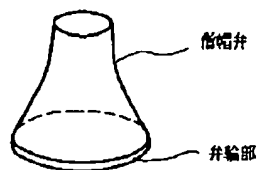


【図31】



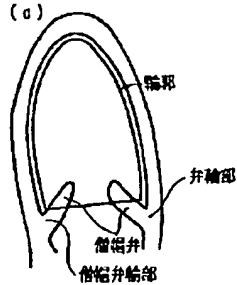
【図 19】

(a)

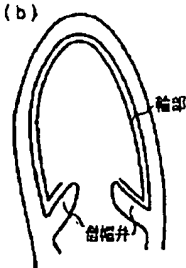


【図 20】

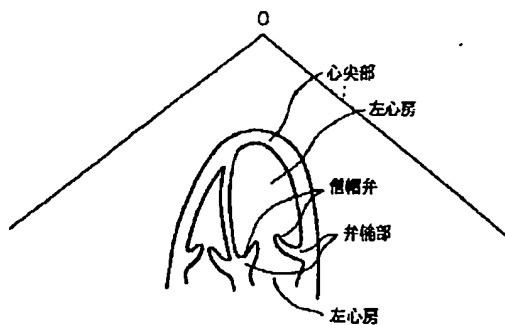
(a)



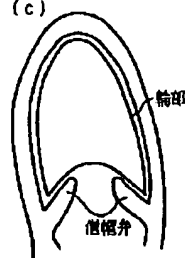
(b)



(b)

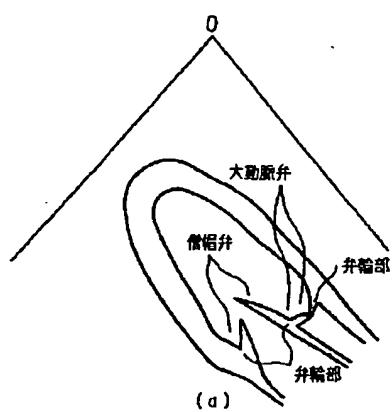


(c)

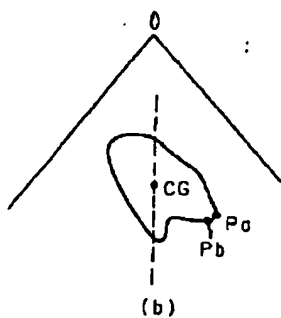


【図 27】

【図 21】



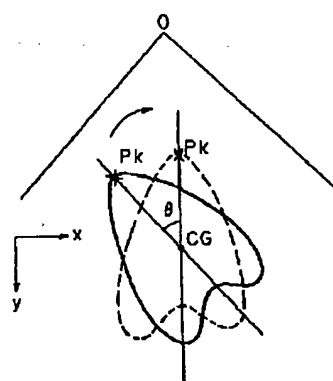
(a)



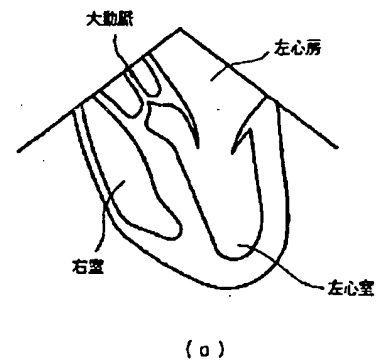
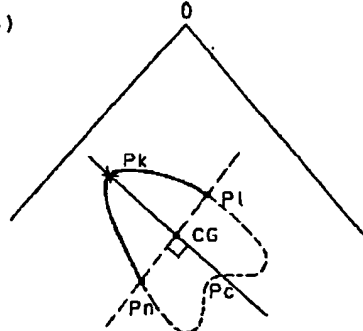
(b)

【図 22】

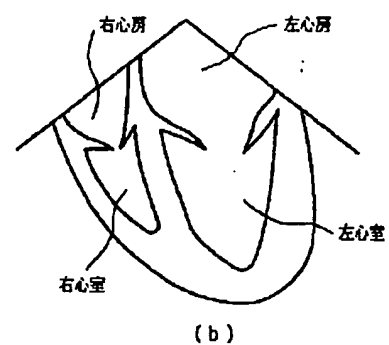
(a)



(b)

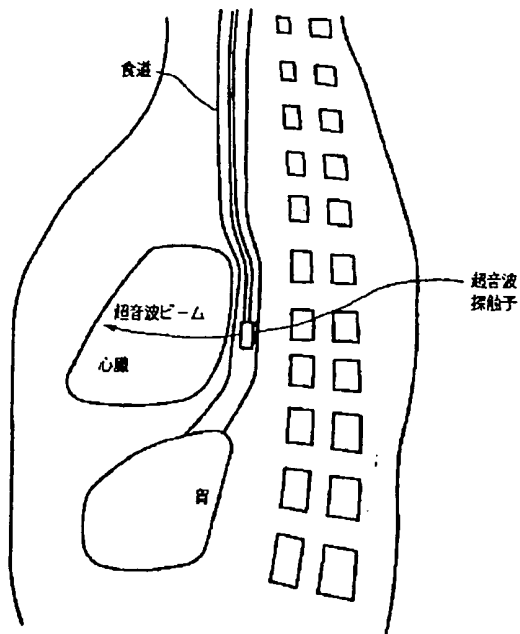


(a)

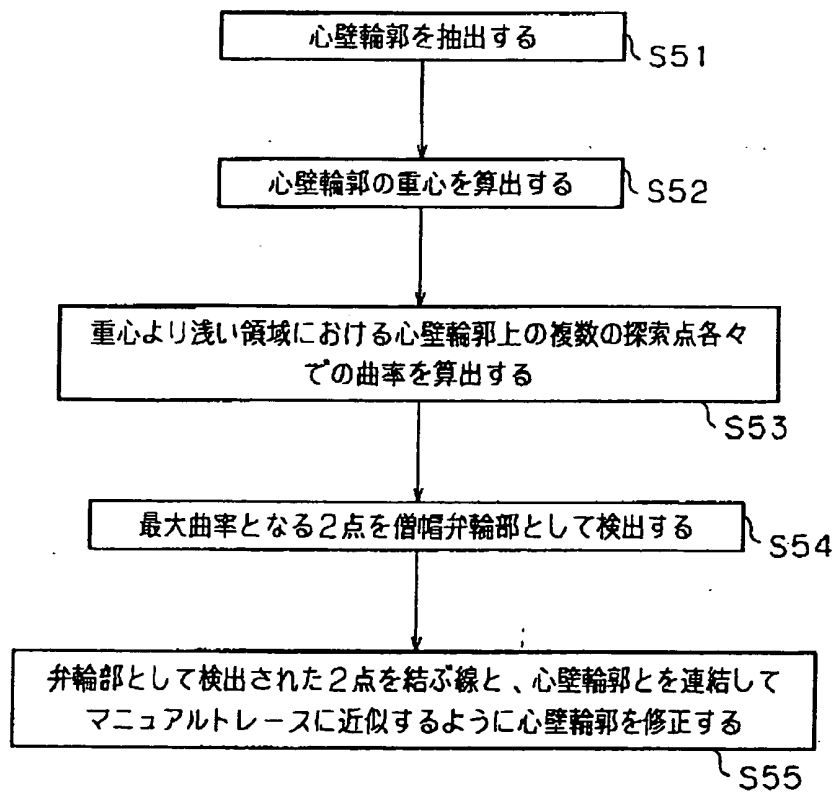


(b)

【図26】



【図29】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ ~~FADED TEXT OR DRAWING~~
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)